

(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES
PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum
Internationales Büro



(43) Internationales Veröffentlichungsdatum
7. März 2002 (07.03.2002)

PCT

(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 02/17798 A1

(51) Internationale Patentklassifikation⁷: **A61B 17/15**,
5/103

(71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme von
US): **PLUS ENDOPROTHETIK AG** [CH/CH]; Erlens-
strasse 4 b, CH-6343 Rotkreuz (CH).

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP01/05663

(22) Internationales Anmeldedatum:
17. Mai 2001 (17.05.2001)

(72) Erfinder; und

(75) Erfinder/Anmelder (nur für US): **BROERS, Holger**
[DE/DE]; Landrideweg 3, 26670 Uplengen-Spols (DE).
BERNER, Werner [CH/CH]; Sonnhalde 18, CH-5018
Erlinsbach (CH). **HAURI, Bernhard** [CH/CH]; Birken-
weg 312, CH-5053 Staffelbach (CH). **HAURI, Thomas**
[CH/CH]; Birkenweg 312, CH-5053 Staffelbach (CH).

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

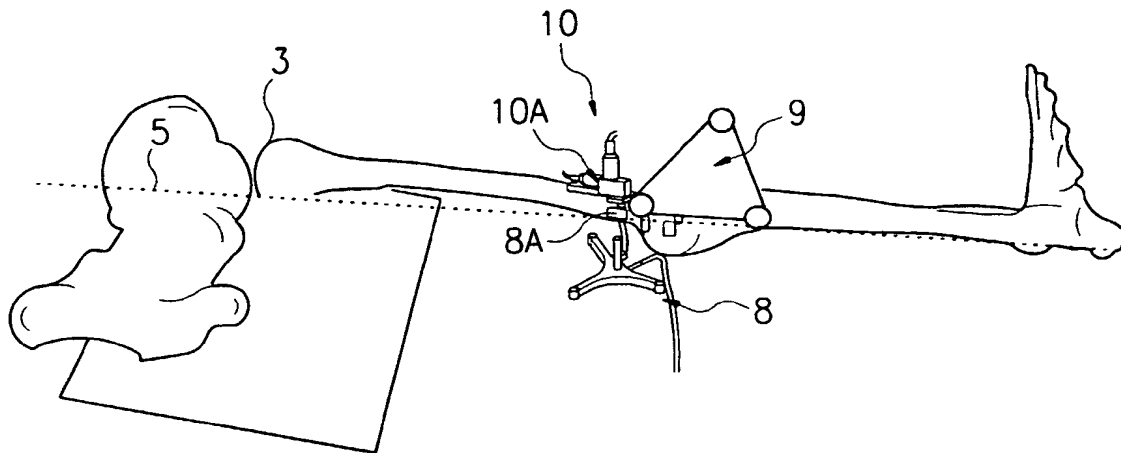
(30) Angaben zur Priorität:
100 42 965.3 31. August 2000 (31.08.2000) DE

(74) Anwälte: **HEINZE, Ekkehard** usw.; Meissner, Bolte &
Partner, Postfach 86 06 24, 81633 München (DE).

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: METHOD AND DEVICE FOR DETERMINING A LOAD AXIS OF AN EXTREMITY

(54) Bezeichnung: VERFAHREN UND ANORDNUNG ZUR ERMITTLUNG EINER BELASTUNGSACHSE EINER EXTRE-
MITÄT



(57) Abstract: The invention relates to a method for determining a load axis (5), which extends in the longitudinal direction of an extremity (1), especially a femur, which, with its first end, is rotatably mounted inside a non-fixed rotation center (3), especially of the acetabulum, which is not accessible, in particular, to a mechanical coordinate recording. The load axis is determined by means of an optical coordinate measuring device (7, 8, 9) provided with a sensor for recording measuring point coordinates of a rotational position of the extremity (1). A number of measuring point coordinates per rotational position are recorded by a multi-point sensor (8) rigidly fixed in proximity to the second end of the extremity (1). At least one group is selected from the measuring point coordinate sets recorded in a number of rotational positions. Said group can be assigned to the same location of the rotation center, and the measuring point coordinate sets assigned to this location of the rotation center are used for calculating the load axis (5).

(57) Zusammenfassung: Verfahren zur Ermittlung einer Belastungsachse (5), die in Längsrichtung einer mit ihrem ersten Ende einem nicht fixierten, insbesondere für eine mechanischen Koordinatenerfassung nicht zugänglichen, Rotationszentrum (3), insbesondere der Hüftpfanne, drehbar gelagerten Extremität (1), insbesondere eines Femurs, verläuft, mittels einer optischen Koordinaten-Meßeinrichtung (7,

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

WO 02/17798 A1



(81) **Bestimmungsstaaten** (*national*): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DK, DM, DZ, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA, ZW.

ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR),
OAPI-Patent (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GW, ML,
MR, NE, SN, TD, TG).

Veröffentlicht:

— mit internationalem Recherchenbericht

(84) **Bestimmungsstaaten** (*regional*): ARIPO-Patent (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW),
eurasisches Patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM),
europäisches Patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK,

Zur Erklärung der Zweibuchstaben-Codes und der anderen
Abkürzungen wird auf die Erklärungen ("Guidance Notes on
Codes and Abbreviations") am Anfang jeder regulären Ausgabe
der PCT-Gazette verwiesen.

8, 9) mit einem Geber zur Erfassung von Meßpunktkoordinaten einer Drehstellung der Extremität (1), wobei mit einem nahe dem zweiten Ende der Extremität (1), starr befestigten Mehrpunktgeber (8) mehrere Meßpunktkoordinaten pro Drehstellung erfaßt werden, aus den in einer Mehrzahl von Drehstellungen erfaßten Meßpunktkoordinatenmengen mindestens eine Gruppe ausgewählt wird, die dem gleichen Ort des Rotationszentrums zuordenbar ist, und die diesem Ort des Rotationszentrum zugeordneten Meßpunktkoordinatenmengen genutzt werden, um die Belastungsachse (5) zu berechnen.

Verfahren und Anordnung zur Ermittlung einer Belastungsachse einer Extremität

Die Erfindung betrifft ein Verfahren und eine Anordnung zur Ermittlung der Belastungsachse einer Extremität eines Wirbeltieres gemäß den Oberbegriffen der Ansprüche 1 bzw 11.

5

Belastungsachsen von Extremitäten, wie eines Femurs des Menschen, werden zum korrekten Einsetzen von Prothesen/Implantaten, wie einer Knieprothese, ermittelt. In Abhängigkeit von der Ausrichtung der Belastungsachse des Femurs wird eine für das Einsetzen der Knieprothese am Femur durchzuführende Resektion entsprechend ausgerichtet. Üblicherweise werden die Frontalen des Femurs reseziert. Darüber hinaus erhält der Femur zumindest einen sogenannten Dorsal- sowie einen Ventralschnitt, da der femurseitige Anteil von Knieprothesen üblicherweise U-förmig ausgestaltet ist.

10

15

Die exakte Lage der Resektionsflächen am Femur ist für eine lange Lebensdauer der Knieprothese von entscheidender Bedeutung. Bislang ist die Durchführung der Resektion selbst für einen erfahrenen Chirurgen äußerst anspruchsvoll, da während der Operation die Normanlageflächen entsprechend der Vorgabe der Geometrie der Knieprothese unter Berücksichtigung der Belastungsachse festgelegt werden müssen, wobei gegebenenfalls auch pathologische Fehlstellungen zu korrigieren und zudem die Lage und die Wirkung der vorhandenen Bänder und Muskeln zu berücksichtigen sind.

20

25

Bekannte Instrumentarien für die Implantation von Knieprothesen umfassen Resektionshilfsmittel in Form von Schneidlehren, welche der Führung eines Sägeblattes dienen. Die Schneidlehren werden hierfür mit Hilfe von

30

unterschiedlichen Vorrichtungen möglichst genau nach der Belastungsachse des Femurs ausgerichtet.

- 5 Eine derartige Vorrichtung zur Ausrichtung der Schneidlehre ist aus der WO 00/00093 bekannt. Diese Vorrichtung besteht im wesentlichen aus einem lösbar im distalen Bereich des Femurs arretierbaren Basisteil sowie einem gelenkig und/oder verschiebbar mit dem Basisteil verbundenen Referenzkörper, welcher ein Koordinatensystem bestimmende Mittel aufweist.
- 10 Die Ausrichtung des Referenzkörpers ist bezüglich dem Femur lagegenau positionierbar, und die das Koordinatensystem bestimmenden Mittel sind zum ausgerichteten Befestigen von Bearbeitungsmitteln, wie einer Schneidlehre, ausgestaltet.
- 15 Ein derartiger Referenzkörper ist fest mit dem Femur verbunden und wird in Verlaufsrichtung der Belastungsachse des Femurs ausgerichtet. Ein Ausrichtstab wird zur Ermittlung der Belastungsachse verwendet. Dieser Ausrichtstab ist mit dem Referenzkörper an seinem ersten Ende verbunden und wird
- 20 mit seinem zweiten Ende auf den in der Hüfte liegenden Femurkopf gerichtet, durch den die Belastungsachse des Femurs hindurchläuft. Die Ausrichtung des Ausrichtstabs auf den Femurkopf wird nach Ertasten des Beckenkammes mittels der sogenannten „Zwei-Finger-Methode“ durchgeführt. Nachteil der
- 25 „Zwei-Finger-Methode“-Ertastung ist die relativ hohe Ungenauigkeit.

- Aus der US 5,871,018 und der US 5,682,886 sind Verfahren zur Ermittlung der Belastungsachse des Femurs bekannt. Gemäß
- 30 diesen Verfahren werden in einem ersten Schritt die Koordinaten des Femurs beispielsweise durch eine Computertomographieaufnahme ermittelt und in einem Computer abgespeichert. Mit Hilfe der abgespeicherten Daten wird dann ein dreidimensionales Computermodell des Femurs erstellt, und
- 35 anhand dieses Modells werden die optimalen Koordinaten für

das Ansetzen einer Lehre an den Knochen sowie einer anschließend einzusetzenden Knieprothese berechnet. Grundlage hierfür ist die Berechnung der Belastungsachse des Femurs.

5 Nach einer derartigen Simulation wird der Femur des Patienten fixiert, und mit einer Registrierungseinrichtung werden einzelne Punkte an der Femuroberfläche abgetastet, um die Orientierung des Femurs für die durchzuführende Operation festzustellen. Dieses Abtasten des Knochens erfordert, daß
10 entweder große Teile längs des Femurs möglichst bis zum Hüftgelenk hin offengelegt sein müssen, um deren Oberfläche mit der Registrierungseinrichtung abtasten zu können, oder eine Art Nadel zum Durchstechen der Haut bis auf den Knochen als Abtastinstrument benutzt wird. Da jedoch jeder operative
15 Eingriff für den Patienten ein Risiko darstellt und Nadelstiche Blutergüsse und ein zusätzliches Infektionsrisiko in den Knochenpartien verursachen, ist es nicht wünschenswert, einen zusätzlichen operativen Eingriff im Bereich der Hüfte vorzunehmen oder Nadeleinstiche entlang des
20 Femurs durchzuführen, um den Ort des Rotationszentrums festzustellen. Desweiteren ist eine strenge Fixierung des Femurs auf einem Meßtisch der Registrierungseinrichtung notwendig, da ansonsten Verschiebungen der Hüftpfanne während der Anrastprozedur auftreten und die Schnittlehre nach
25 erfolgter Registrierung der Femurkoordinaten falsch angesetzt werden würde.

Die FR 2 785 517 beschreibt ein Verfahren und eine Vorrichtung zum Detektieren des Rotationszentrums des
30 Femurkopfes in der Hüftpfanne. Hierfür wird der Femur mit seinem Femurkopf in der Hüftpfanne bewegt, und die in verschiedenen Stellungen des Femurs aufgenommenen Meßpunktkoordinaten werden abgespeichert. Sobald eine Verschiebung des Rotationszentrums des Femurs auftritt, wird
35 ein entsprechender Gegendruck auf den Femurkopf ausgeübt, der

bei der Bestimmung eines Punktes, der in Beziehung mit der Anordnung des Femurs steht, mit berücksichtigt wird.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, das gattungsgemäße
5 Verfahren so weiterzubilden, daß es die zum anatomisch korrekten Einsetzen eines Implantats in Abhängigkeit von der Orientierung der Belastungsachse der Extremität benötigten Informationen schnell und einfach zu gewinnen erlaubt, sowie eine Anordnung zur Durchführung des Verfahrens aufzuzeigen.

10

Diese Aufgabe wird durch ein Verfahren nach Patentanspruch 1 bzw. durch eine Anordnung nach Patentanspruch 11 gelöst.

15

Ein wesentlicher Punkt der Erfindung liegt darin, daß aus in einer Mehrzahl von Drehstellungen der Extremität mittels des an der Extremität befestigten Mehrpunkt-Gebers erfaßten Meßpunktkoordinatenmengen mindestens eine Gruppe ausgewählt wird, die einem festen Rotationszentrum zuordenbar ist. Die einem festen Rotationszentrum zugeordneten

20

Meßpunktkoordinatenmengen werden genutzt, um die Belastungsachse der Extremität zu berechnen. Aufgrund des Auswählens mindestens einer Gruppe aus den Meßpunktkoordinatenmengen ist eine Zuordnung des festen Rotationszentrums unter Zurückstellung von fehlerhaften

25

Messungen bzw. von Messungen mit großer Abweichung mittels einer iterativen Ausgleichsrechnung möglich. Somit kann z.B. trotz eines möglichen Verschiebens der Beckenpartie des Patienten, in welcher das Rotationszentrum angeordnet ist, während der Drehungen des Beines den Meßpunktkoordinaten ein

30

festes Rotationszentrum zugeordnet werden.

35

Zur Bestimmung der Belastungsachse werden zwei Punkte ermittelt, durch die die Belastungsachse hindurchläuft. Der erste Punkt ist ein am distalen Ende des Femurs mittels Abtastung der Femuroberfläche ermittelter Referenzpunkt, der

sich aus der kniegelenknahen Epikondylen- und Whitesidelinie in seiner Lage bestimmen läßt. Dieser Referenzpunkt ist leicht zu ermitteln, da das distale Ende des Femurs aufgrund des Einsetzens der Knieprothese ohnehin offenliegt. Der zweite Punkt wird durch das der Gruppe von Meßpunktkoordinatenmengen zugeordnete Rotationszentrum dargestellt.

Zur Ermittlung dieses Punktes wird für jeweils eine Drehstellung des Femurs von der Meßeinrichtung eine Erfassung der Meßpunktkoordinaten mittels des am distalen Ende des Femurs befestigten Mehrpunkt-Gebers (aktiven oder passiven Senders) durchgeführt. Hierfür gibt z.B. ein aktiver Sender pro Drehstellung Strahlung aus mehreren Strahlungsquellen ab. Die Strahlungsquellen, wie beispielsweise IR-LED's, sind mit einem festen Abstand und Winkelverhältnis zueinander auf dem Grundkörper angeordnet. In einer anderen Anwendung können die Aktiv-Sender auch durch einen oder mehrere Passiv-Sender ersetzt werden

Aus einer vor Beginn der eigentlichen Messung stattfindenden Kalibrierung des Meßpunkt-Gebers gehen Meßpunktkoordinaten hervor, die die Entfernung und die Winkellage der oben genannten Strahlungsquellen zueinander auf dem Mehrpunkt-Geber wiedergeben. Die aus dieser Kalibrierung gewonnenen Meßpunktkoordinaten werden mit den in jeder Drehstellung erfaßten Meßpunktkoordinaten innerhalb eines Koordinatensystemes verglichen. Anschließend werden diejenigen erfaßten Meßpunktkoordinaten, die nicht innerhalb eines vorbestimmten Toleranzbereiches der Kalibrierungs-Meßpunktkoordinaten liegen, aussortiert, um auf diese Weise grobe Meßfehler der Meßeinrichtung auszuschließen, die beispielsweise durch Fremdre reflexe entstehen könnten.

Die beim vorgeschlagenen Verfahren und der vorgeschlagenen Meßanordnung eingesetzten Mehrpunkt-Geber haben mindestens drei, bevorzugt vier, aktive oder passive Strahler (Emitter bzw. Reflektorelemente), die von der zugeordneten

5 Meßeinrichtung - speziell zwei fest beabstandenden Kameras an einem Kamerabalken - registriert werden. Die Emitter bzw. Reflektoren sind jeweils an einem Grundkörper in fester räumlicher Beziehung zueinander angebracht. Da der Grundkörper selbst wiederum fest am Ende der Extremität
10 befestigt ist, deren Rotationsmittelpunkt und Belastungsachse bestimmt werden sollen, beschreiben die "Meßpunkte" im Raum Bewegungsbahnen, die eine feste Zuordnung zueinander haben, wenn die zu untersuchende Extremität um ihr Rotationszentrum geschwenkt wird. Der Operateur hält die Extremität (also
15 beispielsweise das Bein des Patienten mit am distalen Ende des Femurs angebrachtem Mehrpunkt-Geber) in mehreren Drehstellungen jeweils kurz an, und die Meßeinrichtung liefert dann ein Bild von der jeweiligen Lage der einzelnen Meßpunkte.

20

Wäre das Rotationszentrum während dieser Vorgehensweise exakt fixiert, würden alle Meßpunkte auf Kugelflächen um das Rotationszentrum liegen, und dessen Bestimmung wäre weitgehend trivial. Eine solche Fixierung ist aber in praxi
25 nicht oder jedenfalls nicht streng realisierbar, sondern es finden Verschiebungen des Rotationszentrums während der schrittweisen Schwenkbewegung statt. Ein wesentliches Element der Erfindung ist nun die Extraktion von Gruppen von Meßpunktkoordinatenmengen, die jeweils einem gemeinsamen
30 Rotationszentrum zugeordnet werden können. Während bei einem fixierten Rotationszentrum der Einsatz von Mehrpunkt-Gebern nicht zwingend notwendig wäre, erfordert das erfindungsgemäße Verfahren den Einsatz derartiger Geber. Die von diesen gelieferten Koordinatenmengen ermöglichen die Auswertung mit
35 Mitteln in der Ausgleichsrechnung mit hoher Robustheit und

Genauigkeit. Aus denjenigen Meßpunktkoordinatenmengen, welche einer Gruppe zuordenbar sind, werden in einer Berechnungseinrichtung der Meßeinrichtung mehrere Kugelflächen berechnet, die die Bewegungsbahnen des zweiten Endes der Extremität, an welchen der Geber angeordnet ist, repräsentieren. Mit Hilfe dieser Kugelflächen lassen die sich Ihnen zugehörigen Mittelpunkte auf einfache und schnelle Weise berechnen. Die berechneten Mittelpunkte entsprechen den Rotationszentren des Femurs bzw. dem Rotationszentrum relativ zum aktiv und/oder passiven Sender. Auf diese Weise ist eine schnelle und einfache Zuordnung des für die Ermittlung der Belastungsachse erforderlichen Rotationszentrums des Femurs im Acetabulum des Beckens möglich, ohne daß ein zusätzlicher operativer Eingriff im Bereich der Hüfte des Patienten notwendig ist.

Relativ zu der auf diese Weise mit hoher Genauigkeit berechneten Belastungsachse des Femurs wird eine am distalen Ende des Femurs zubringende Schnittlehre ausgerichtet, um anschließend eine Schneidvorrichtung (Säge) möglichst präzise und anatomisch korrekt relativ zur Belastungsachse zu führen. Hierfür kann die Schnittlehre über ein Verbindungsteil mit dem am distalen Ende des Femurs bereits angebrachten Halter des festen Mehrpunkt-Gebers verbunden sein und/oder mittels eines zusätzlichen Tasters ausgerichtet werden.

In beiden Fällen findet eine Ausrichtung des Mehrpunkt-Gebers und/oder der Schnittlehre in einem mit seinem Ursprung außerhalb des Patienten angeordneten globalen Koordinatensystemes statt. Dieses bestimmt unter anderem die Anordnung eines mit seinem Ursprung in dem Mehrpunkt-Geber angeordneten lokalen Koordinatensystemes relativ zu den dem Mittelpunkt entsprechenden Rotationszentrum. Da die Schnittlehre und die darin geführte Schneidvorrichtung in Abhängigkeit von der zuvor berechneten Belastungsachse genau

ausgerichtet werden kann, kann die Knieprothese an die Schnittflächen des Femurs mit hoher Genauigkeit in bezug auf die Belastungsachse eingesetzt werden.

- 5 Durch ein derartiges geometrisch korrektes und genaues Einsetzen der Knieprothese wird gewährleistet, daß der Patient eine optimale Beweglichkeit auch nach der Operation hat.
- 10 Durch die Auswahl einer Gruppe von Meßpunktkoordinatenmengen derart, daß möglichst viele Meßpunktkoordinatenmengen miteinander kombiniert werden, wobei jede Meßpunktkoordinatenmenge für eine Drehstellung des Femurs steht, und diese Gruppe von Meßpunktkoordinatenmengen sich
- 15 jeweils auf ein nicht verschobenes Rotationszentrum bezieht, kann eine während der Messung und/oder zwischen der Messung und dem Ausrichten der Schnittlehre stattfindende Verschiebung des Rotationszentrums durch Veränderung der Patientenlage bei der Bestimmung des
- 20 Rotationszentrums erkannt und ein verfälschender Einfluß auf die Bestimmung der Belastungsachse ausgeschlossen werden.

- In einer bevorzugten Ausführung der Erfindung wird der Schritt des Auswählens einer Gruppe aus den in einer Mehrzahl
- 25 von Drehstellungen erfaßten Meßpunktkoordinatenmengen mehrfach wiederholt. Nach jeder Auswahl wird diejenige Meßpunktkoordinatenmenge, deren Meßpunktkoordinaten die größte Abweichung von den Koordinaten berechneter Meßpunkte aufweist, zurückgestellt. Die hierfür zu berechnende
- 30 Abweichung sowie verschiedene Vektorparameter zur Berechnung der Koordinaten des als fest anzunehmenden Rotationszentrums in dem lokalen und dem globalen Koordinatensystem werden mittels der iterativen Ausgleichsrechnung nach der Methode der kleinsten Quadrate ermittelt. Hierbei macht man sich den
- 35 der Ausgleichsrechnung zugrundeliegenden Grundgedanken der

Bestimmung von Näherungswerten für die zu messenden Größen aus fehlerbehafteten Meßwerten zu Nutze, um die für die Abweichung relevante Verbesserung der zu messenden Größen (Meßpunktkoordinaten) anzugeben.

5

Wichtige Unbekannte sind ein lokaler Translationsvektor für eine Translation eines in dem lokalen Koordinatensystem, dessen Ursprung in dem Sender (aktiv/passiv) angeordnet ist, angeordneten Meßpunktes in das globale System sowie ein globaler Translationsvektor und eine Rotationsmatrix. Die beiden letztgenannten Größen dienen dazu, die Translation eines Meßpunktes zum Rotationspunkt im globalen System sowie die Rotationen des lokalen Systems in dem globalen System zu beschreiben. Durch die Anwendung einer iterativen Ausgleichsrechnung auf die Berechnung des Rotationszentrums ist eine weitestgehend fehlerfreie Ermittlung des Rotationszentrums selbst bei einer Bewegung des Patienten während der Messung möglich.

10

15

20

25

Eine wichtige Randbedingung ist der Einsatz steriler Meßwerkzeuge sowie einer elektronischen/optischen Meßeinrichtung in Kombination mit der Berechnungseinrichtung, die eine schnellere Durchführung des Meßverfahrens aufgrund optischer Datenübertragungswege und elektronischer Datenverarbeitung und somit eine geringere Operationszeit ermöglicht.

30

35

Die Belastungsachse wird mit der computergestützten optischen Meßeinrichtung bestimmt. Sie wird durch das Rotationszentrum und den weiteren Referenzpunkt am distalen Ende des Femurs definiert. Anschließend wird die Schnittlehre mit Hilfe der Meßeinrichtung während des chirurgischen Eingriffs so ausgerichtet, daß sich ihre mechanisch definierten Schnittführungen in korrekter räumlicher Position zur Belastungsachse des Patienten befinden. Hierdurch ist es

möglich, daß eine Schneidgenauigkeit von weniger als 1° in Bezug zur Belastungsachse an Abweichung erreicht wird.

Nachfolgend wird die Erfindung anhand von

5 Ausführungsbeispielen beschrieben, die anhand der Abbildungen näher erläutert werden. Hierbei zeigen:

Fig. 1 die Belastungsachse des Femurs;

10 Fig. 2 die Belastungsachse der Tibia;

Fig. 3 eine Darstellung einer Meßanordnung gemäß einer Ausführungsform der Erfindung;

15 Fig. 4 eine Darstellung der Koordinatensysteme, die als Berechnungsgrundlage für das Rotationszentrum gemäß der Erfindung dienen;

20 Fig. 5 ein Ablaufdiagramm der erfindungsgemäßen Ermittlung einer Belastungsachse;

Fig. 6 eine am Femur angebrachte Schnittlehre mit Mehrfach-Gebern;

25 Fig. 7 eine Schnittlehre einschließlich eine Vorrichtung zur Positionierung der Schnittlehre und am distalen Femurende und

30 Fig. 8 ein weiteres Ablaufdiagramm eines erfindungsgemäßen Verfahrens.

Figur 1 zeigt den Verlauf einer Belastungsachse des Beines am Femur 1 eines gesunden Menschen. Die mit einer gestrichelten
35 Linie eingezeichnete Belastungsachse 5 wird in der unter a)

dargestellten Frontalebene in medial/lateraler Richtung α_F verlaufend dargestellt. Die Belastungsachse 5 wird durch ein Rotationszentrum 3 eines Femurkopfes 2 in der Hüftpfanne eines Hüftgelenks 4 und durch knöcherne Referenzen im Bereich des Knies (distalen Femurendes) festgelegt.

In der unter b) dargestellten Transversalebene ist die Richtung \square_F der Belastungsachse den Durchstoßpunkt oder durch die Whitesidelinie und die Richtung der Epikondylenachse bzw. dersalen Kondylenachse definiert.

In der unter c) dargestellten Sagittalebene ist die ventral/dorsale Richtung \square_F der Belastungsachse durch das Rotationszentrum 3 des Femurkopfes 2 und durch knöcherne Referenzen am Femur im Bereich des Knies, ähnlich wie in der Frontalebene, festgelegt.

Figur 2 zeigt als weiteres Beispiel für eine Belastungsachse einer Extremität des menschlichen Körpers diejenige Tibia 6. In der unter a) dargestellten Frontalebene ist die medial/laterale Richtung α_T der Belastungsachse 5 durch den Schwerpunkt der Malleolenachse und den Durchstoßpunkt der Belastungsachse 5 einer an entsprechenden knöchernen Referenzen im Knie tibiaseitig definiert. In der unter b) dargestellten Transversalebene ist die Richtung \square_T der Belastungsachse durch folgende Alternativen festgelegt:

1. Metatarsaler Strahl,
2. 23° geneigte Malleolenachse,
3. Normale der Rotationsachse des oberen Sprunggelenkes oder
4. aufgrund der Tuberositas.

In der unter c) dargestellten Sagittalebene ist die ventral/dorsale Richtung \square_T der Belastungsachse 5 durch die

Achse des oberen Sprunggelenks und den Durchstoßpunkt der Belastungsachse 5 des Tibiaplateaus sowie die Kante der vorderen Tibia 6 definiert.

- 5 Aus den beiden oben dargestellten Beispielen für eine definierte Belastungsachse wird ersichtlich, daß das Ermitteln der Punkte zum Bestimmen der Ausrichtung bei offen liegenden Knochen und Gelenke relativ einfach durchgeführt werden kann. Wenn jedoch ein zusätzlicher operativer
- 10 Eingriff, wie er für das Bestimmen des Rotationszentrums 3 im Bereich des Hüftgelenks an sich notwendig wäre, vermieden werden soll, ist eine Ermittlung der Rotationszentrumskoordinaten in jeder der drei oben dargestellten Ebenen allein mit Hilfe von durchgeführten
- 15 Bewegungen der Extremität wesentlich komplexer.

- Es kommt hinzu, daß sich gemäß dem Stand der Technik für eine zuverlässige Ermittlung der Belastungsachse das Rotationszentrum während der für die Ermittlung der
- 20 Belastungsachse notwendigen Bewegungen des Femurs in seiner Lage nicht verändern sollte, um so einen Neubeginn des Ermittlungsverfahren zu vermeiden. Dies trifft ebenso für den Zeitraum zwischen dem Ermittlungsverfahren und dem Ansetzen der nach der ermittelten Belastungsachse ausgerichteten
- 25 Schnittlehre am Femur zu.

- Wie bereits erwähnt, ist für den Oberschenkel der Verlauf der Belastungsachse 5 durch das Rotationszentrum des Femurkopfes 2 in der Hüftpfanne und einen im Bereich des Knies am
- 30 distalen Ende des Femurs angeordneten Achsenpunkt definiert. Der am distalen Ende des Femurs befindliche Achsenpunkt wird, da das distale Ende des Femurs ohnehin für das Einsetzen einer Knieprothese offenliegt, aufgrund knöcherner Referenzen festgelegt. Unter knöchernen Referenzen versteht man hierbei
- 35 spezielle Punkte am distalen Femurende, die in einer

bekannten Beziehung zum Verlauf der Belastungsachse des Femurs stehen und die vom Operateur aufgrund von Erfahrungswerten ausgewählt und lokalisiert werden.

Ein solcher Referenzpunkt wird mit Hilfe eines an das distale Ende des Femurs angetasteten Mehrpunkt-Gebers signalisiert.

Dieser Mehrpunkt-Geber dient der Erfassung von Meßpunktkoordinaten einer knöchernen Referenz in einer Drehstellung des Femurs. Auch dieser bewegbare Mehrpunkt-Geber (Taster) weist an mehreren Punkten LED's oder

Punktreflektoren auf, deren Licht von einem entfernt angeordneten optischen Aufnahmesystem detektiert wird und wodurch den Punkten Koordinaten in einem Koordinatensystem zugeordnet werden.

Da der Femurkopf während der Knieoperation nicht zugänglich ist, muß das Rotationszentrum 3 des Femurs indirekt kinematisch bestimmt werden. Hierfür wird die Stellung des Femurs in verschiedenen Drehstellungen durch die den Ursprung eines globalen Koordinatensystems definierende Meßeinrichtung gemessen.

Die wesentlichen Elemente einer solchen Meßeinrichtung sind in Figur 3 dargestellt. Sie umfaßt die bereits oben erwähnten Mehrpunkt-Geber 8 und 8' mit mehreren Leuchtdioden bzw.

kleinen Reflektorelementen als koordinatengegebende Einheiten, ein optisches Aufnahmesystem 7 mit zwei Kameras 7.1, 7.2 an einem Kamerabalken und eine Steuereinheit 7.4, die dazu dient, die von den LED's emitierende Strahlung zu empfangen, und eine Datenerfassungs- und Auswertungseinheit 7.4,

beispielsweise in Form eines Laptops. Erforderlich ist eine Meßeinrichtung mit einem Arbeitsbereich von ca. 0,5 m x 0,5 m x 0,3 m und einer Punktmeßgenauigkeit von ca. 0,5 mm. Eine derartige Meßeinrichtung ist an sich bekannt und wird beispielsweise von Northern Digital Inc. unter der

Bezeichnung „Hybrid POLARIS“ angeboten. Untersuchungen

ergaben eine Meßgenauigkeit von ca. 0,25 mm, womit die Meßeinrichtung die für die Ausrichtung einer Knieprothese gestellten Anforderungen erfüllt.

5 Figur 4 zeigt ein globales und ein lokales Koordinatensystem, die als Berechnungsgrundlage für die Koordinaten des Rotationszentrums gemäß der Erfindung dienen. Der mit dem Femur starr verbundene Mehrpunkt-Geber bildet mit den fest zueinander beabstandeten Meßpunkten $P_{11}-P_{n1}$, $P_{12}-P_{n2}$, $P_{1m}-P_{nm}$ als
10 Meßpunktfeld P_{nm} (mit n = Anzahl der Meßpunkte auf dem Mehrpunkt-Geber, m = Anzahl der Femurstellungen) ein lokales Koordinatensystem 33. Der Mehrpunkt-Geber bewegt sich während der Drehbewegungen des Femurs auf den Kugeloberflächen der Kugeln 1, 2, ... n um den gesuchten Mittelpunkt 31 bzw. den
15 Rotationspunkt M, der dem Rotationszentrum 3' in Nähe des Hüftgelenkes entspricht. Der Rotationspunkt M kann durch den globalen Translationsvektor in dem globalen Koordinatensystem
34

20 $\vec{G} = (X, Y, Z),$

und durch den lokalen Translationsvektor

$$\vec{L} = (u, v, w)$$

25

beschrieben werden.

Figur 5 zeigt ein Ablaufdiagramm der Einzelschritte zur Bestimmung des Rotationszentrums. In einem Schritt 40 werden
30 die Meßpunktkoordinaten der Meßpunkte in der Meßeinrichtung für eine bestimmte Drehstellung des Femurs mit Hilfe des Senders (p/a) und des optischen Aufnahmesendesystems erfaßt,

um dort mittels einer Datenerfassungs- und Auswerteeinrichtung weiter verarbeitet zu werden.

5 Zunächst wird in einem Schritt 41 der Sender kalibriert, indem die Abstände und Winkellagen der einzelnen Punkte zueinander auf dem Mehrpunkt-Senders (p/a) in dem lokalen Koordinatensystem festgesetzt werden. Dies erfolgt bei Systemauslieferung. Diese aus der Kalibrierung resultierenden Meßpunktkoordinaten werden sodann in einem Schritt 42
10 mittels eines sogenannten Streckentests mit den für eine bestimmte Drehstellung erfaßten Meßpunktkoordinaten verglichen. Anschließend werden diejenigen Meßpunktkoordinaten, die außerhalb einer aus der Kalibrierung resultierenden vorbestimmten Toleranz liegen, in einem
15 Schritt 44 aussortiert oder korrigiert, wodurch der Datensatz bereinigt werden kann. Alternativ kann der gesamte Datensatz an Meßpunktkoordinaten bezüglich einer Drehstellung des Femurs (Meßpunktkoordinatenmenge) in einem Schritt 43 eliminiert werden und eine erneute Messung der
20 Meßpunktkoordinaten in einer bestimmten Femurdrehstellung durchgeführt werden. Der Schritt 42 dient somit einer Aussortierung derjenigen Meßpunktkoordinaten, die grobe Meßfehler beinhalten.

25 Die somit im Schritt 45 aus dem Schritt 44 oder direkt aus dem Schritt 42 erhaltenen bereinigten Meßpunktkoordinaten-Rohdaten werden einer iterativen Ausgleichsrechnung zur Berechnung des Rotationszentrums und damit zur Ermittlung der Belastungsachse unterworfen (Schritt 46).

30 Die Ausgleichsrechnung dient zur Ermittlung von vorläufigen Ergebnissen für fehlerhafte gemessene Meßpunktkoordinaten und zur Ermittlung von deren Genauigkeit. Die gemessenen Meßpunktkoordinaten werden deshalb als fehlerbehaftet
35 angenommen, weil eine Bewegung des Patienten während des

Meßvorganges erlaubt sein soll und deshalb eine Verschiebung des Rotationszentrums stattfinden kann.

Die iterative Ausgleichsrechnung findet nach der Methode der kleinsten Quadrate statt. Hierbei wird wie folgt vorgegangen:

Ein Meßpunkt bzw. eine Meßpunktkoordinatenmenge P wird durch die optische Aufnahmevorrichtung gemessen und im globalen Koordinatensystem mit folgendem Ortsvektor beschrieben:

$$\overrightarrow{P_G} = \begin{pmatrix} x_P \\ y_P \\ z_P \end{pmatrix} \quad (1)$$

Die 3D-Meßpunktkoordinate ist, wie oben bereits erwähnt, mit Bezug auf das lokale Koordinatensystem als Ortsvektor $\overrightarrow{P_L}$ bereits vorbestimmt:

$$\overrightarrow{P_L} = \begin{pmatrix} u_P \\ v_P \\ w_P \end{pmatrix}$$

(2)

Die drei unbekannten Parameter, die in die Ausgleichsrechnung miteinfließen, sind die folgenden:

- das durch eine Rotationsmatrix R im dreidimensionalen Raum beschriebene Drehen des lokalen Koordinatensystems in dem globalen Koordinatensystem:

$$R = \begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} \end{pmatrix} \quad (3)$$

- die Translation des Rotationspunktes M im globalen System, um den die Kugelflächen der Drehbewegungsbahnen des Femur herumverlaufen:

$$\overrightarrow{M}_G = \begin{pmatrix} X_M \\ Y_M \\ Z_M \end{pmatrix}$$

(4)

- die Translation zum Rotationspunkt L im lokalen System:

$$\overrightarrow{M}_L = \begin{pmatrix} u_M \\ v_M \\ w_M \end{pmatrix} \quad (5)$$

Zur Berechnung der Unbekannten und der sich daraus ergebenden Fehlerquadrate bzw. Verbesserungen v wird ein Gleichungssystem aufgestellt, das auf folgender Bedingungsgleichung basiert:

$$\overrightarrow{P}_G = R * (\overrightarrow{P}_L - \overrightarrow{M}_L) + \overrightarrow{M}_G$$

(6)

Wenn in der in Vektorschreibweise dargestellten Bedingungsgleichung die Koordinatenparameter gemäß der Gleichungen (1) bis (5) eingesetzt werden, so ergibt sich daraus folgende Gleichung:

$$\begin{pmatrix} X_P \\ Y_P \\ Z_P \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} u_P - u_M \\ v_P - v_M \\ w_P - w_M \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} X_M \\ Y_M \\ Z_M \end{pmatrix}$$

Durch Summation der Beobachtungswerte X_P , Y_P und Z_P mit den Verbesserungswerten v_x , v_y und v_z ergibt sich folgende Verbesserungsgleichung:

$$\overline{X}_P = X_P + v_x = a_{11}(u_P - u_M) + a_{12}(v_P - v_M) + a_{13}(w_P - w_M) + X_M + v_x$$

$$\overline{Y}_P = Y_P + v_y = a_{21}(u_P - u_M) + a_{22}(v_P - v_M) + a_{23}(w_P - w_M) + Y_M + v_y$$

5

$$\overline{Z}_P = Z_P + v_z = a_{31}(u_P - u_M) + a_{32}(v_P - v_M) + a_{33}(w_P - w_M) + Z_M + v_z$$

Gemäß der Ausgleichsrechnung nach der Methode der kleinsten Quadrate wird nun die Summe der Verbesserungsquadrate
 10 berechnet, wobei sich die Verbesserungswerte aus der Standardabweichung der Unbekannten

$$S_x = S_0 * \sqrt{Q_{ii}}$$

15 ergibt, worin Q_{ii} die Diagonalelemente einer Designmatrix darstellt und so die Standardabweichung einer Gewichtseinheit

$$S_0 = \sqrt{\frac{v^T P v}{n - u}}$$

20 ist, wobei P das Gewicht der Beobachtung, n die Anzahl der Beobachtungen und u die Anzahl der Unbekannten ist.

Die Summe der Verbesserungsquadrate wird dann partiell nach den oben genannten Unbekannten abgeleitet, und zur Bestimmung
 25 des Minimums der Summe werden diese Ableitungen gleich Null gesetzt. Dadurch ergibt sich ein System von Gleichungen für die Unbekannten, die nach den Unbekannten aufgelöst werden. Mit diesen Lösungen können dann die Schätzwerte für die zu messenden Meßpunktkoordinaten berechnet werden. Die dadurch
 30 ermittelten Werte der Unbekannten ergeben die Koordinaten des Rotationszentrums, das durch den Mittelpunkt M des globalen Koordinatensystems der Figur 4 dargestellt wird.

Für jede für eine bestimmte Drehstellung des Femurs ermittelte Meßpunktkoordinatenmenge $P_{11}-P_{n1}$, $P_{12}-P_{n2}$, $P_{1m}-P_{nm}$ wird festgestellt, ob die zu dieser Meßpunktkoordinatenmenge zugehörigen Verbesserungswerte unterhalb eines durch die Meßgenauigkeit der Meßeinrichtung 7 vorgegebenen Grenzwertes liegen (Schritt 47). Wenn dies nicht der Fall ist, muß von einer Verschiebung des Rotationszentrums zwischen der Messung zweier Drehstellungen ausgegangen werden. Diejenige Meßpunktkoordinatenmenge, die maximale Verbesserungswerte aufweist, wird in einem Schritt 48 zurückgestellt, wobei diese Betrachtungen getrennt für eine spezifische Koordinatenrichtung X oder Y oder Z gemacht werden können.

Sofern in dem Schritt 47 festgestellt wird, daß die Verbesserungswerte einer Meßpunktkoordinatenmenge unterhalb des zulässigen Grenzwertes liegen, wird in einem Schritt 49 die 3D-Koordinate des entsprechenden Rotationszentrums in Kombination mit einer Statistik gespeichert.

Wenn in dem oben genannten Schritt 48 eine Meßpunktkoordinatenmenge mit maximalen Verbesserungswerten zurückgestellt wird, so wird, ausgehend von Schritt 45, eine erneute Ausgleichsrechnung unter vorangegangener Auswahl mehrerer Meßpunktkoordinatenmengen durchgeführt. Dieser Schritt der erneuten Ausgleichsrechnung wird so oft wiederholt, bis keine Kombinationen von Meßpunktkoordinatenmengen durch Zusammenfassen in eine Gruppe mehr möglich sind. Dies wird in dem Schritt 50 festgestellt. Sofern in dem Schritt 50 festgestellt wird, daß eine weitere Auswahl an Meßpunktkoordinatenmengen in einer Gruppe möglich ist, wird in dem Schritt 51 eine beliebige Meßpunktkoordinatenmenge zurückgestellt und, beginnend bei Schritt 45, eine erneute Ausgleichsrechnung durchgeführt.

Sofern in Schritt 50 festgestellt wird, daß alle Kombinationen von Meßpunktkoordinatenmengen durchgeführt worden sind, wird in einem Schritt 52 nochmals überprüft, ob die gespeicherten Ergebnisse statistisch gesehen innerhalb vorbestimmter Toleranzbereiche liegen. Anschließend wird das oben dargestellte Verfahren für alle weiteren Koordinatenrichtungen wiederholt durchgeführt, um am Ende in dem Schritt 53 die berechneten Koordinaten eines Rotationszentrums anzuzeigen.

10

Bei dem erfindungsgemäßen Verfahren wirkt sich der robuste Ausgleichungsansatz vorteilhaft aus, der sich aufgrund der Mehrzahl an Meßpunkten mit festem Abstand zueinander auf dem Sender ergibt, wodurch eine feste Beziehung der Beobachtungen in dem Gleichungssystem der Ausgleichsrechnung besteht. Dadurch ist eine Berechnung des Rotationszentrums und eine Ermittlung der Belastungsachse selbst bei bewegter Hüfte möglich.

15

20

Sobald das Rotationszentrum auf diese Weise ermittelt worden ist, kann eine gedachte Belastungsachse durch den Punkt des Rotationszentrums und den zuvor ermittelten femurseitigen Referenzpunkt am distalen Femurende gezogen werden.

25

Figur 6 zeigt eine Schnittlehre 10, die bezüglich der ermittelten Belastungsachse 5 des Femurs 1' durch einen an einer Haltevorrichtung 8A, die auch den Mehrpunkt-Geber 8 trägt, befestigten Lehrenadapter 10A ausgerichtet ist.

30

Die Ausrichtung der Schnittlehre 10 bezüglich der ermittelten Belastungsachse 5 des Femurs erfolgt mit Hilfe eines zweiten Gebers 9. Dieser erlaubt eine Ausrichtung der Ebene der Schnittlehre senkrecht zur Belastungsachse. Hierbei wird die Ausrichtung der Belastungsachse 5 dreidimensional betrachtet.

35

Mit dem zweiten Geber 9 (Lehren-Adaptereinrichtung) können

Meßpunktkoordinatenergebnisse aus Antastungsvorgängen der Meßeinrichtung 7 im Lehren-Koordinatensystem an die computergestützte Schnittlehre 10 übergeben werden. Diese Ergebnisse können dann für weitere Arbeitsabläufe mit der Schnittlehre 10, wie zum Beispiel ihre Ausrichtung bezüglich der Belastungsachse, weiterverarbeitet werden. Mit der Ausrichtung der Schnittlehre ist dann das Ziel der Vorgabe definierter Schnittebenen erreicht.

Fig. 7 zeigt den Aufbau einer Anordnung zur Positionierung der Schnittlehre 10 am distalen Ende des Femurs 1 in einer bevorzugten Ausführung noch einmal genauer. Gut zu erkennen ist hier auch die Form der nahe dem distalen Femurende fest angebrachten Klammervorrichtung 8A, die einerseits (bei den Messungen zur Bestimmung der Belastungsachse) den Mehrpunkt-Geber 8 nach Fig. 3 und 6 und andererseits bei den nachfolgenden Resektionsschritten die Schnittlehre 10 trägt.

Auf der Klammervorrichtung 8A ist der kalibrierbare Lehrenadapter 10A angebracht, dessen (nicht einzeln bezeichnete) Winkeleinstellmittel zum einen die Einstellung des Neigungswinkels der Schnittleherebene bezüglich der Belastungsachse 5 und zum anderen eine Drehung der Schnittlehre um die Belastungsachse erlauben. Über zwei Elektromotoren 10B und 10C ist - in Verbindung mit (nicht gesondert bezeichneten) Linearantrieben - nach erfolgter Einstellung der Orientierung der Schnittlehre 10 im Raum noch eine Verschiebung in Längsrichtung der Ausrichtungsachse der Schnittlehre 10 sowie senkrecht zu dieser möglich. Hiermit wird die Schnittlehre 10 in Abstimmung auf die für den jeweiligen Patienten als optimal bewertete Prothesengröße in die zugehörigen Resektionsstellungen gebracht. Bei diesen Vorgängen ist wiederum eine exakte Bestimmung der jeweiligen Position der Schnittlehre durch Antasten mit einem beweglichen Mehrpunkt-Geber bzw. Taster 8' (Fig. 3) möglich.

Figur 8 zeigt ein weiteres Ablaufdiagramm, welches schematisch nochmals in groben Zügen die einzelnen Schritte einer bevorzugten Ausführung des erfindungsgemäßen Verfahrens zeigt. Zur näheren Erläuterung wird das Ablaufdiagramm linksseitig bezüglich des Femurs betrachtet.

Zunächst wird in einem Schritt 61 der Referenzpunkt am offenliegenden Ende des Femurs im Bereich des Knies angetastet. Anschließend wird in einem Schritt 62 die Epikondylen- und Widesidelinie angetastet und in einem Schritt 63 der Richtungsvektor der Fortbewegung berechnet.

Sofern sich aus diesen Schritten 61 bis 63 kein genaues Ergebnis ergibt, wird in einem Schritt 64 eine Schleife zurück zu dem Schritt 62 zur Wiederholung dieses Schrittes durchgeführt. Sofern ein genaues Ergebnis in dem Schritt 65 vorliegt, wird dieses zusammen mit dem sich aus dem Schritt 69 ergebenden Ergebnis bezüglich der Berechnung des zweiten Punktes der Belastungsachse, nämlich des Rotationszentrums zur Berechnung der Belastungsachse und der davon abhängigen Ausrichtung der Schnittlehre, in dem Schritt 71 zusammengefaßt.

In dem Schritt 66 soll das Rotationszentrum bestimmt werden, wozu in einem Schritt 67 die erforderlichen Messungen in den einzelnen Drehstellungen des Femurs vorgenommen werden und die erfaßten Meßpunktkoordinaten in einer anschließenden Ausgleichsrechnung im Schritt 68 verarbeitet werden. Auch hier wird, sofern kein genaues Ergebnis in dem Schritt 70 vorliegt, eine Schleife zurück zu dem Schritt 67 gebildet.

Darum wird in dem Schritt 73 die Schnittlehre ausgerichtet ist und wird in einem Schritt 74 der Femur allein und in

einem Schritt 75 der Femur zusammen mit der Tibia für den Operateur mit den gewonnenen Daten dargestellt.

Die oben erläuterten Verfahrensschritte zur Bestimmung der Belastungsachse des Femurs sowie zur Positionierung der Schnittlehre laufen in einer bevorzugten Ausführung des Verfahrens im Rahmen einer interaktiven Menüführung ab, die dem Operateur die einzelnen auszuführenden Schritte und die Zwischenergebnisse der Schritte sowie bestimmte Wahloptionen anzeigt. Die Eingaben seitens des Operateurs erfolgen über eine Tastatur und/oder Fußschalter oder ggf. auch per Sprachsteuerung. In der Menüführung sind bevorzugt klare farbige Grafiken, die auch vom Platz des Chirugen am OP-Tisch gut zu erkennen sind, mit akustischen Signalen (z.B. zur Eingabebestätigung oder als Signal für das Vorliegen brauchbarer Meßergebnisse) kombiniert.

Sämtliche in den Anmeldeunterlagen offenbarten Merkmale werden als erfindungswesentlich beansprucht, soweit sie einzeln oder in Kombination gegenüber dem Stand der Technik neu sind.

25

30

35

Bezugszeichenliste

	1	Femur
	2	Femurkopf
5	3	Rotationszentrum
	4	Hüftgelenk
	5	Belastungsachse
	6	Tibia
	7	Meßeinrichtung
10	7.1, 7.2	Kamera
	7.3	Auswertungseinrichtung
	7.4	Steuereinrichtung (Ablaufsteuerung)
	8, 8', 9	Mehrpunkt-Geber
	8A	Klammeravorrichtung
15	10	Schnittlehre
	10A	Lehrenadapter
	10B, 10C	Elektromotor
	30	Kugeloberflächenbahn
	31	Mittelpunkt der Kugeln
20	32	Meßpunkt
	33	Lokales Koordinatensystem
	34	Globales Koordinatensystem
	40	Messung von Meßpunktkoordinaten
	41	Meßpunktkoordinaten aus der Kalibrierung
25	42	Streckentest
	43	Meßpunktkoordinatenmenge eliminieren
	44	Meßpunktkoordinatenmenge bereinigen
	45	Bereinigte Meßpunktkoordinatenmenge
	46	Durchführen der Ausgleichsrechnung
30		mit Statistik
	47	Überprüfung der Grenzwertüberschreitung
	48	Meßpunktkoordinatenmenge mit maximaler Verbesserung zurückstellen
	49	Koordinaten des Rotationszentrums mit
35		Statistik speichern

25

	50	Überprüfen der Eliminierungsmöglichkeit einer maximalen/minimalen Verbesserung
	51	Meßpunktkoordinatenmenge zurückstellen
	52	Statistische Überprüfung der
5		gespeicherten Koordinaten
	53	Koordinaten des Rotationszentrums anzeigen
	60	Ablauf bezüglich des Femurs
	61	Antastung im Knie
10	62	Antastung der Epikondylen/Whitesidelinie mit Ausgleichung
	63	Berechnung eines Richtungsvektors der Fortbewegung
	64	Kein genaues Ergebnis festgestellt
15	65	Genäues Ergebnis festgestellt
	66	Bestimmen des Hüftgelenkzentrums
	67	Starten einer erforderlichen Messung
	68	Ausgleichsrechnung zu dem Rotationszentrum durchführen
20	69	Genaueres Ergebnis festgestellt
	70	Kein genaues Ergebnis festgestellt
	71	Berechnen der Ausrichtungsparameter der Schnittstelle
	72	Wiederholen des Vorganges, wenn Schnittstelle nicht ausgerichtet ist
25		
	73	Feststellen, daß Schnittlehre ausgerichtet ist
	74	Darstellung des Femurs
	75	Darstellung des Femurs und der Tibia
30	76	Qualitätsmanagement, Kontrollmessung, Datensammlung für Korrekturmodelle etc.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Ermittlung einer Belastungsachse (5), die
in Längsrichtung einer mit ihrem ersten Ende in einem
nicht fixierten, insbesondere für eine mechanische
Koordinatenerfassung nicht zugänglichen,
Rotationszentrum (3), insbesondere der Hüftpfanne,
drehbar gelagerten Extremität (1), insbesondere eines
Femurs, verläuft, mittels einer optischen Koordinaten-
Meßeinrichtung (7, 8, 9) mit einem Geber zur Erfassung
von Meßpunktkoordinaten einer Drehstellung der
Extremität (1),
dadurch gekennzeichnet, daß
mit einem nahe dem zweiten Ende der Extremität (1) starr
befestigten Mehrpunktgeber (8) mehrere
Meßpunktkoordinaten (P_{11} , P_{21} , P_{31} , P_{n1}) pro Drehstellung
erfaßt werden,
aus den in einer Mehrzahl von Drehstellungen erfaßten
Meßpunktkoordinatenmengen ($P_{11} - P_{n1}$; $P_{12} - P_{n2}$; $P_{1m} - P_{nm}$)
mindestens eine Gruppe ausgewählt wird, die dem
gleichen Ort des Rotationszentrums zuordenbar ist, und
die diesem Ort des Rotationszentrums zugeordneten
Meßpunktkoordinatenmengen ($P_{11} - P_{n1}$; $P_{12} - P_{n2}$; $P_{1m} - P_{nm}$)
genutzt werden, um die Belastungsachse (5) zu berechnen.
2. Verfahren nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet, daß
aus der dem gleichen Ort des Rotationszentrums
zugeordneten Gruppe von Meßpunktkoordinatenmengen ($P_{11} - P_{n1}$; $P_{12} - P_{n2}$; $P_{1m} - P_{nm}$) mehrere Kugelflächen (30)
berechnet werden, die die Bewegungsbahnen des zweiten
Endes der Extremität (1) repräsentieren, um die
Koordinaten des diesen Kugelflächen zugeordneten
Mittelpunkts (31) als Rotationszentrum der Extremität
(1), das einen Punkt auf der Belastungsachse (5)

darstellt, zu berechnen unter Anwendung der
Bedingungsleichung:

relative Raumlage $P_{(n \ m)}$ zu $P_{(n+i \ m)}$ = relative Raumlage $P_{(n \ m+j)}$ zu $P_{(n+i \ m+j)}$.

5

3. Verfahren nach einem der vorangegangenen Ansprüche,
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, daß
das Auswählen einer Gruppe aus den in einer Mehrzahl von
Drehstellungen erfaßten Meßpunktkoordinatenmengen ($P_{11} -$
10 P_{n1} ; $P_{12} - P_{n2}$; $P_{1m} - P_{nm}$) in mehreren Schritten eines
Iterationsvorganges, unter Zurückstellung jeweils einer
Meßpunktkoordinatenmenge und Auswertung der dabei
jeweils erzielten Verbesserung, ausgeführt wird.

15

4. Verfahren nach Anspruch 3,
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, daß
die Auswertung mittels einer iterativen
Ausgleichungsrechnung nach der Methode der kleinsten
Quadrate erfolgt.

20

5. Verfahren nach einem der vorangegangenen Ansprüche,
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, daß
der Mehrpunktgeber (8) vor Beginn der Erfassung der
Meßpunktkoordinaten kalibriert wird, für jede
25 Drehstellung aus der Kalibrierung resultierende
Meßpunktkoordinaten-Relationen, insbesondere im Sinne
einer Plausibilitätsbetrachtung, mit den Relationen der
erfaßten Meßpunktkoordinaten verglichen werden und eine
außerhalb einer vorbestimmten Toleranz liegende
30 Meßpunktkoordinatenmenge gelöscht wird.

6. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche,
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, daß
ein zur Berechnung der Belastungsachse benötigter
35 zweiter Punkt am zweiten Ende der Extremität,

insbesondere am distalen Femurende, anhand knöcherner Referenzen unter Einsatz der Koordinaten-Meßeinrichtung mit einem weiteren Geber (8) bestimmt wird.

- 5 7. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche,
 d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, daß
 die Schritte zur Ermittlung der Belastungsachse
 computergestützt ausgeführt werden, wobei
 Handlungsanweisungen zur Einstellung von Drehstellungen
10 der Extremität und sich aus den Schritten ergebende
 Zwischenergebnisse im Rahmen einer Menüführung angezeigt
 werden.
8. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche,
15 d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, daß
 in einem nachfolgenden Schritt eine Schnittlehre (10)
 zur mechanischen Bearbeitung des zweiten Endes der
 Extremität, insbesondere des distalen Femurendes, in
 Bezug auf die bestimmte Belastungsachse (5) ausgerichtet
20 wird.
9. Verfahren nach Anspruch 8,
 d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, daß
 die bestimmte Belastungsachse (5) durch einen
25 knochenfest angebrachten Adapter bzw. Mehrpunktgeber (9)
 angezeigt und die Schnittlehre (10) mittels eines
 kalibrierten Lehrenadapters an dem Adapter ausgerichtet
 wird.
- 30 10. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche,
 d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, daß
 eine translatorische Einstellung der Schnittlehre (10)
 bezüglich des Adapters unter Antasten der Schnittlehre
 mit einem zusätzlichen Geber (8') unter Einsatz der
35 Koordinaten-Meßeinrichtung (7,8,9,) ausgeführt wird.

11. Anordnung zur Ermittlung einer Belastungsachse (5) einer mit ihrem ersten Ende in einem nicht fixierten Rotationszentrum, insbesondere einer Hüftpfanne, drehbar gelagerten Extremität (1), speziell eines Femurs, insbesondere zur Durchführung des Verfahrens nach einem der vorangehenden Ansprüche, mit einer Kameraanordnung (7) mit mindestens zwei fest beabstandeten Kameras (7.1, 7.2) zur räumlichen Erfassung von Gebersignalen, mindestens zwei Mehrpunktgebern (8, 8'), die jeweils ein Meßpunktfeld mit mehreren Meßpunkten zur Erfassung mehrerer Meßpunktkoordinaten ($P_{11} - P_{n-1}$) umfassen, wobei ein erster Mehrpunktgeber (8') als beweglicher Taster zum Antasten knöcherner Referenzen zur Bestimmung von deren Koordinaten ausgebildet ist, und einer Auswertungseinheit (7.3) zur Auswertung der durch die Mehrpunktgeber gelieferten und die Kameraanordnung erfaßten Meßpunktkoordinatenmengen zur Bestimmung der Belastungsachse der Extremität, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, daß ein zweiter Mehrpunktgeber (8) starr nahe einem zweiten Ende der Extremität, insbesondere nahe dem distalen Femurende, angebracht ist, derart, daß er in mehreren Drehstellungen der Extremität Meßpunktkoordinatenmengen liefert, die auf Kugelflächen um den jeweiligen Ort des Rotationszentrums liegen, eine Ablaufsteuerung (7.4) zur Steuerung der sequentiellen Registrierung und Abspeicherung der in den einzelnen Drehstellungen erhaltenen Meßpunktkoordinatenmengen und deren anschließender Verarbeitung nach einem vorbestimmten Verarbeitungsablauf vorgesehen ist und die Auswertungseinrichtung (7.3) Mittel zur Ausführung eines Iterationsvorganges, insbesondere unter Anwendung

einer Ausgleichungsrechnung nach der Methode der kleinsten Quadrate, zur Bestimmung eines Ortes des Rotationszentrums sowie Mittel zur Berechnung der Belastungsachse aus dem Ort des Rotationszentrums und einem aus den knöchernen Referenzen bestimmten zweiten Punkt am zweiten Ende der Extremität aufweist.

12. Anordnung nach Anspruch 11,
g e k e n n z e i c h n e t d u r c h
eine verstellbare Klammervorrichtung (8 A) als Adapter zur Fixierung des zweiten Mehrpunkt-Gebers (8) nahe dem zweiten Ende der Extremität (1).
13. Anordnung nach Anspruch 11,
g e k e n n z e i c h n e t d u r c h
einen kalibrierten Lehrenadapter (10 A), der mit der Klammervorrichtung (8 A) einerseits und einer Schnittlehre (10) zur mechanischen Bearbeitung des zweiten Endes der Extremität andererseits drehfest, aber insbesondere translatorisch verschiebbar, verbindbar ist, derart, daß die Schnittlehre über den Lehrenadapter zur Belastungsachse (5) ausrichtbar und längs der Ausrichtungs-Achse verschiebbar ist.
14. Anordnung nach Anspruch 13,
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, daß
der erste, als Taster ausgeführte Mehrpunktgeber (8') auch als Geber zur Ermittlung der aktuellen Position der Schnittlehre (10) dient.
15. Anordnung nach einem der Ansprüche 11 bis 14,
g e k e n n z e i c h n e t d u r c h
der Ablaufsteuerung (7.4) und der Auswertungseinheit (7.3) zugeordnete Anzeige- und Eingabemittel zur Realisierung einer optischen und/oder akustischen

Menüführung für die Ermittlung des Rotationszentrums und der Belastungsachse (5).

16. Anordnung nach Anspruch 15,

5 d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, daß
die Menüführung auch Anzeige- und Eingabemittel für die
Positionierung der Schnittlehre (10) umfaßt.

17. Anordnung nach einem der Ansprüche 11 bis 16,

10 d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, daß
mindestens der zweite Mehrpunktgeber (8) eine Mehrzahl
von IR-Leuchtdioden als aktive Meßpunktkoordinaten-
Sender umfaßt, die insbesondere an einem in Art eines
Dreibeins ausgebildeten Geber-Grundkörper angebracht
15 sind.

18. Anordnung nach einem der Ansprüche 13 bis 17,

20 d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, daß
dem Lehrenadapter (10 A) Elektromotoren (10B, 10C) zur
translatorischen Verschiebung der Schnittlehre (10)
bezüglich der Belastungsachse zugeordnet sind, die
insbesondere durch im Rahmen der Menüführung eingegebene
Steuersignale angesteuert werden.

25

30

35

40

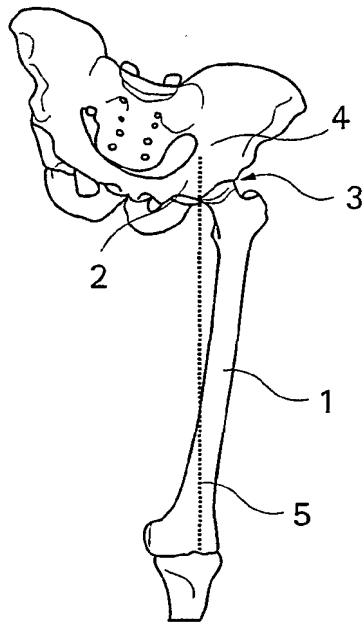
1/8

Femur:

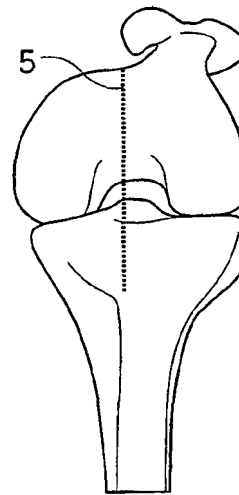
Frontalebene

Transversalebene

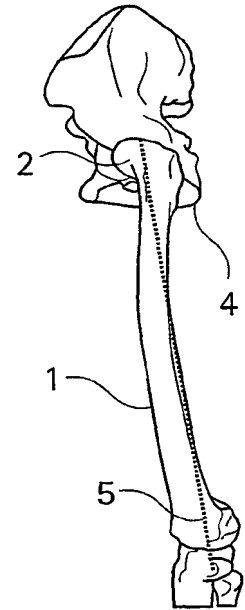
Sagittalebene

medial/lateral = α_F

a)

transversal = β_F

b)

ventral/dorsal = χ_F

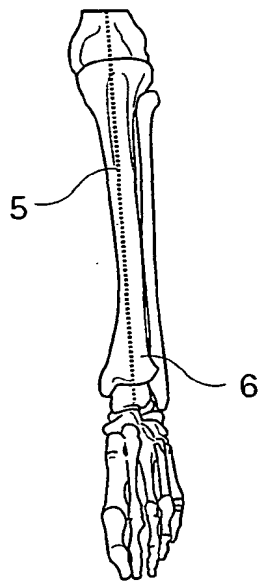
c)

Fig. 1

2/8

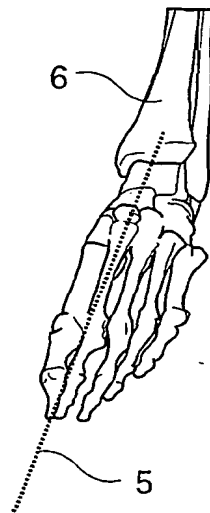
Tibia:

Frontalebene

medial/lateral = α_T

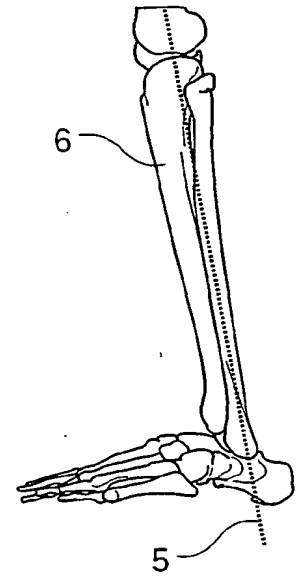
a)

Transversalebene

transversal = β_T

b)

Sagittalebene

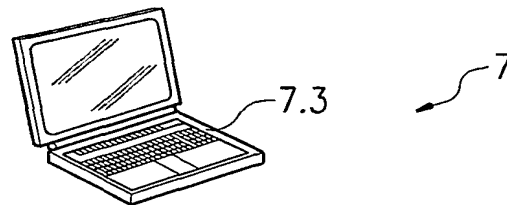
ventral/dorsal = χ_T

c)

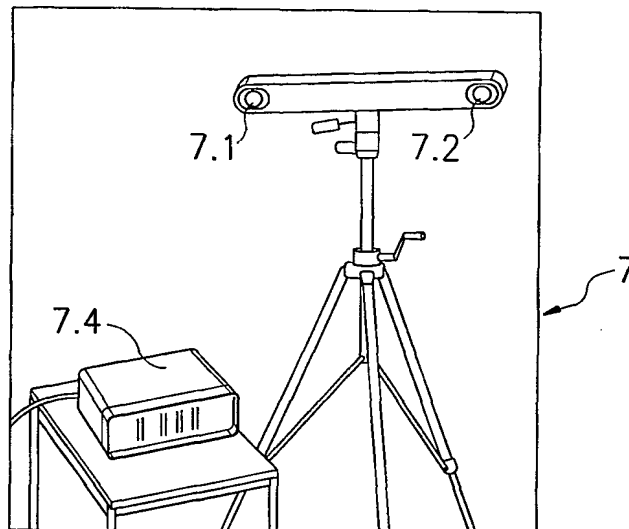
Fig. 2

3/8

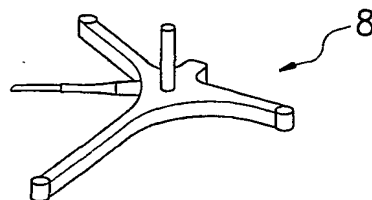
- Laptop für die Datenerfassung und -auswertung



- Optisches Aufnahmesystem POLARIS mit Steuereinheit



- Aktiver Taster/Sender (Adaptiereinrichtung)



- Passiver Taster (Sender)

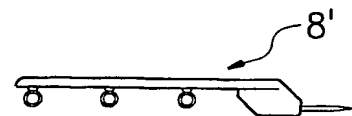
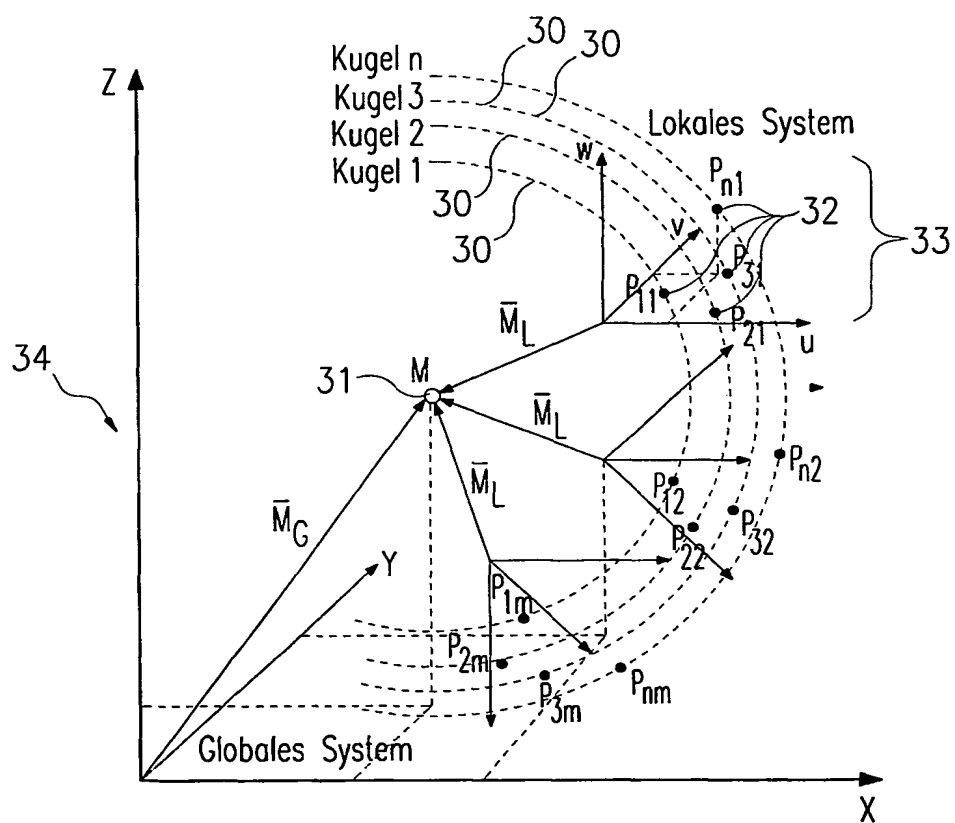


Fig. 3



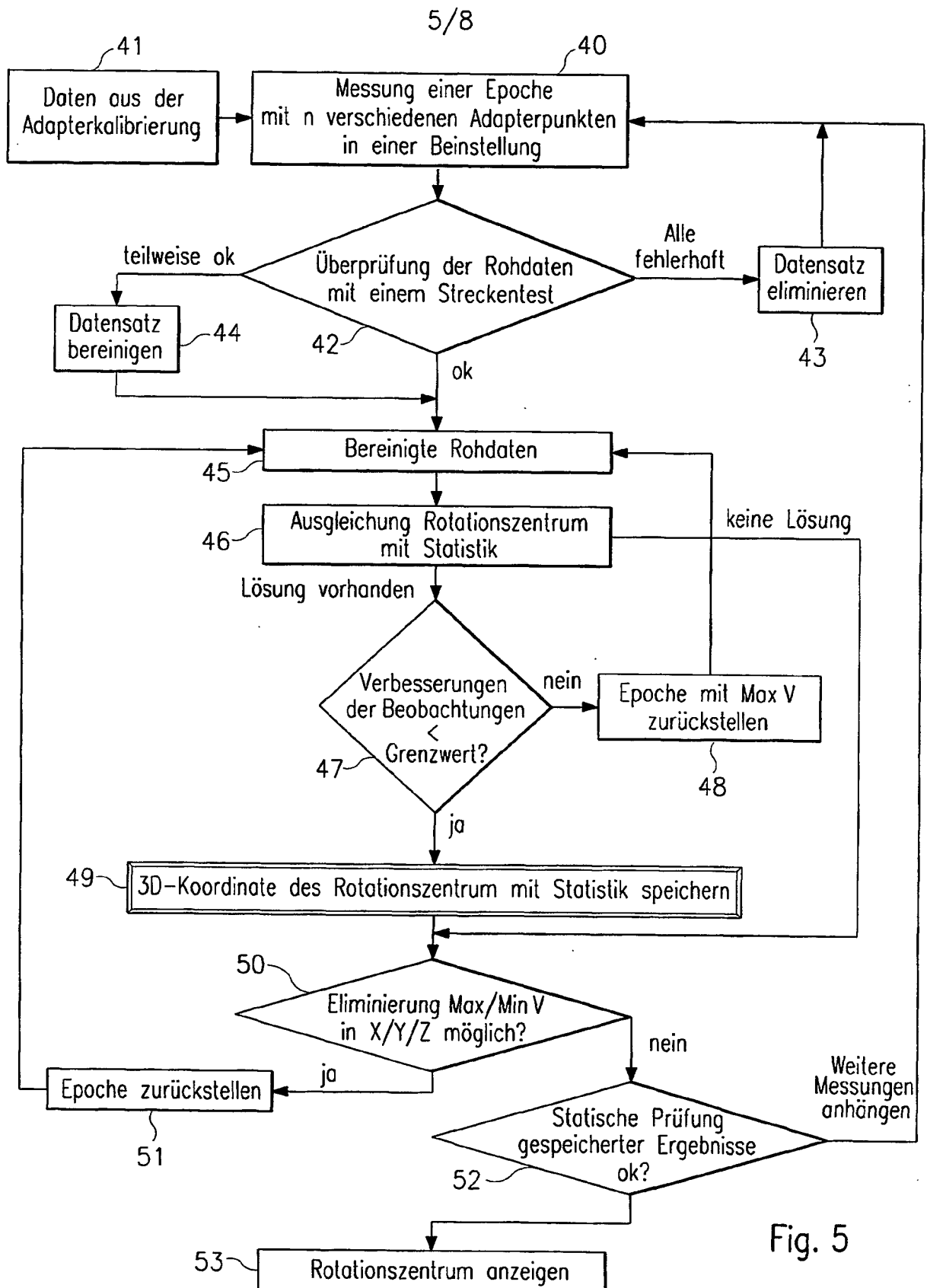


Fig. 5

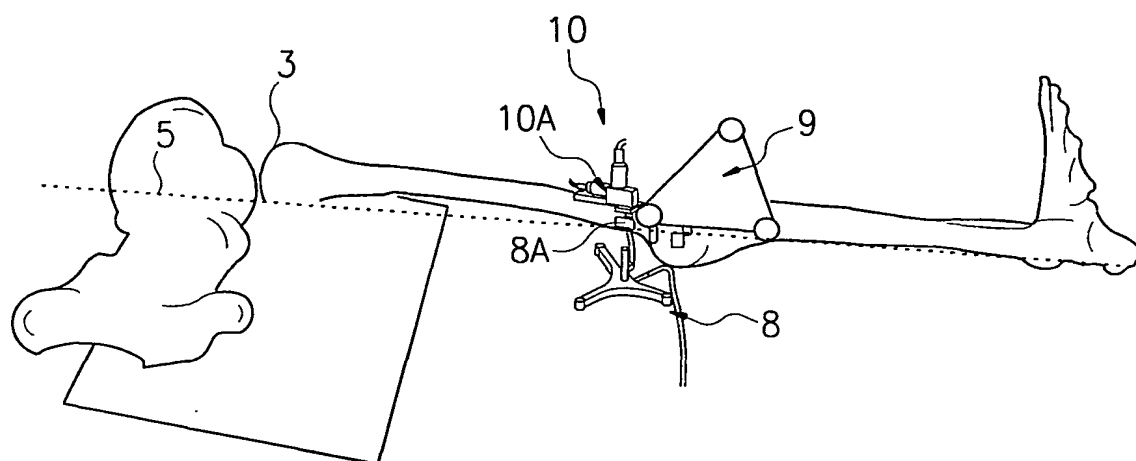
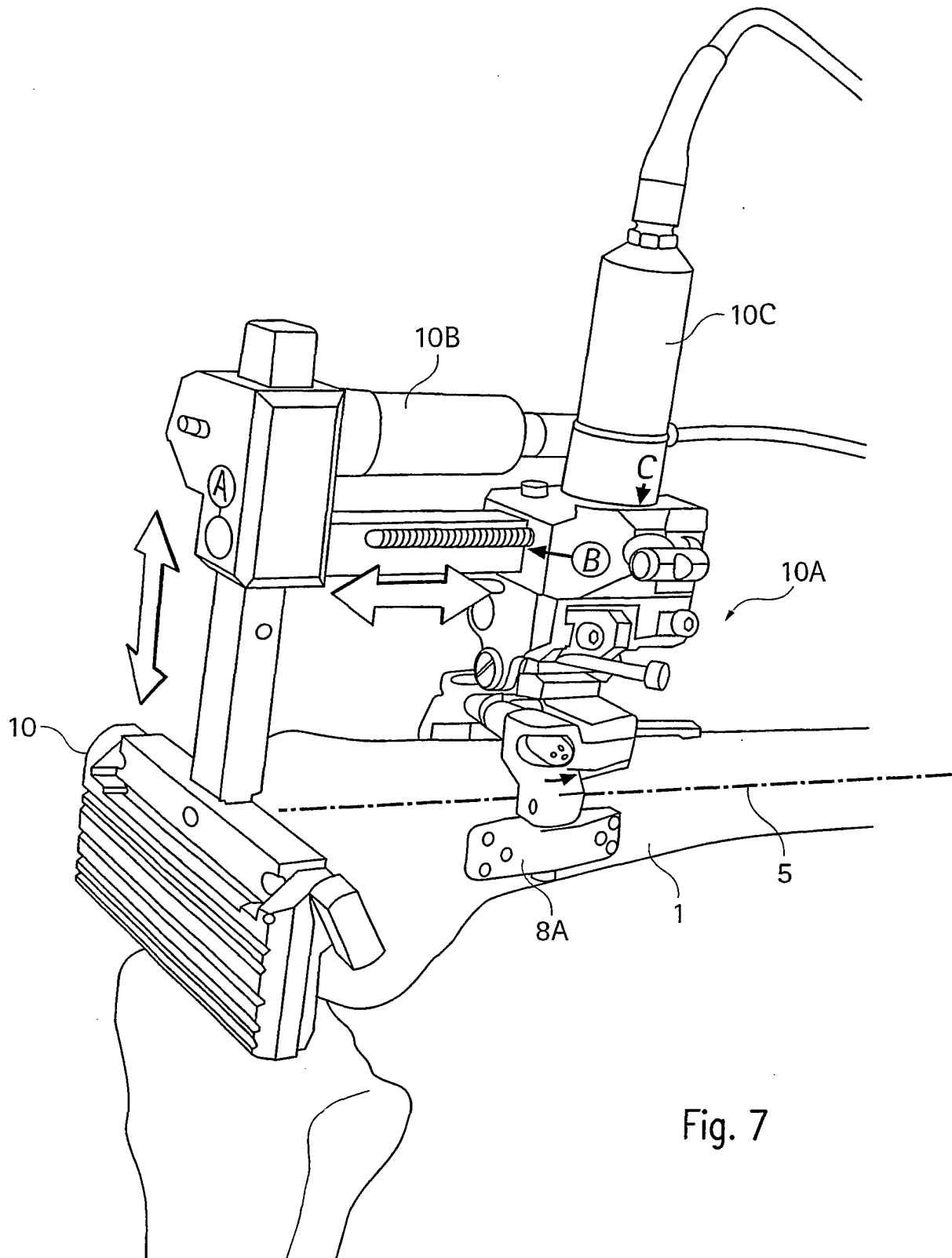


Fig. 6



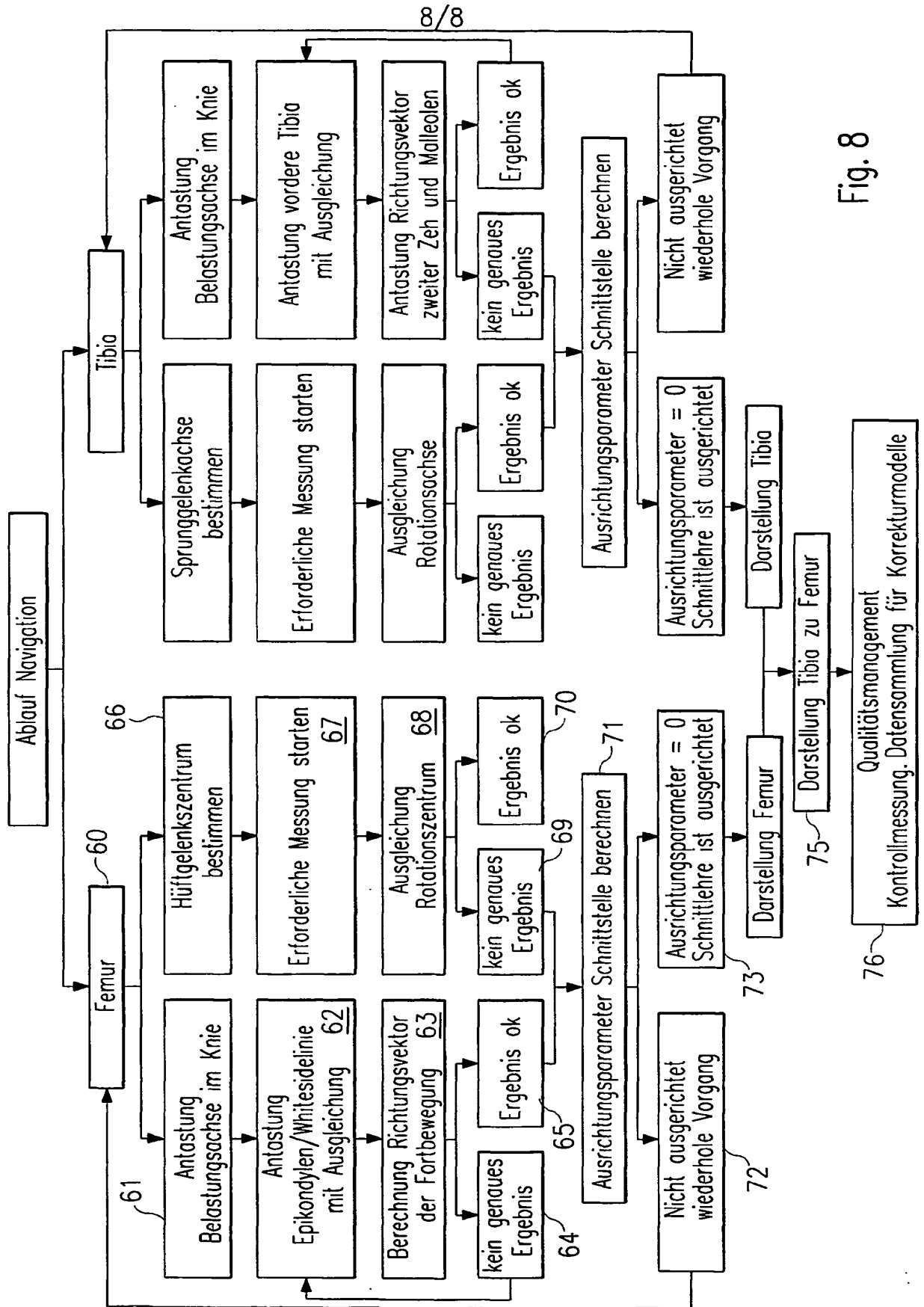


Fig. 8

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Int. Application No

PC1/EP 01/05663

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
IPC 7 A61B17/15 A61B5/103

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

IPC 7 A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

EPO-Internal

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	DE 197 09 960 A (AESCULAP) 24 September 1998 (1998-09-24) column 6, line 65 - column 7, line 10 column 7, line 16 - line 67 column 8, line 19 - line 26 column 8, line 38 - column 9, line 8 figures 1-4	11,12, 15-17 14
A	WO 95 00075 A (ANDRONIC DEVICES) 5 January 1995 (1995-01-05) page 5, line 13 - line 30 page 7, line 7 - page 8, line 24 page 9, line 13 - line 27 page 10, line 26 - line 35 figure 4	11-13,17

	-/--	

☒ Further documents are listed in the continuation of box C.

☒ Patent family members are listed in annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier document but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

5 November 2001

Date of mailing of the international search report

09/11/2001

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Nice, P

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

In International Application No
 FC1/EP 01/05663

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	<p>WO 99 23956 A (SYNTHESE) 20 May 1999 (1999-05-20) abstract; figure 1 page 3, line 23 -page 4, line 6 page 6, line 28 -page 7, line 13 page 2, line 21 - line 22 page 5, line 18 - line 24</p>	11,17
A	<p>FR 2 785 517 A (UNIVERSITE JOSEPH FOURIER) 12 May 2000 (2000-05-12) cited in the application page 2, line 4 - line 21 page 3, line 14 -page 4, line 28 page 5, line 23 -page 6, line 2 figure 1</p>	11
A	<p>WO 00 00093 A (PLUS ENDOPROTHETIK) 6 January 2000 (2000-01-06) cited in the application abstract</p>	11-13,18

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No
PCT/EP 01/05663

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
DE 19709960	A	24-09-1998	DE 19709960 A1	24-09-1998
			WO 9840037 A1	17-09-1998
			EP 0969780 A1	12-01-2000
WO 9500075	A	05-01-1995	AU 680267 B2	24-07-1997
			AU 7065894 A	17-01-1995
			CA 2165980 A1	05-01-1995
			WO 9500075 A1	05-01-1995
			DE 69424416 D1	15-06-2000
			DE 69424416 T2	04-01-2001
			EP 0705074 A1	10-04-1996
			JP 9500550 T	21-01-1997
			US 5611353 A	18-03-1997
WO 9923956	A	20-05-1999	WO 9923956 A1	20-05-1999
			AU 5317698 A	31-05-1999
			EP 1028659 A1	23-08-2000
FR 2785517	A	12-05-2000	FR 2785517 A1	12-05-2000
			EP 1128766 A1	05-09-2001
			WO 0027283 A1	18-05-2000
WO 0000093	A	06-01-2000	WO 0000093 A1	06-01-2000
			AU 8006898 A	17-01-2000
			EP 1091696 A1	18-04-2001

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen

PC1/EP 01/05663

A. KLASIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES
IPK 7 A61B17/15 A61B5/103

Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPK) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPK

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)

IPK 7 A61B

Recherchierte aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)

EPO-Internal

C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X A	DE 197 09 960 A (AESCULAP) 24. September 1998 (1998-09-24) Spalte 6, Zeile 65 - Spalte 7, Zeile 10 Spalte 7, Zeile 16 - Zeile 67 Spalte 8, Zeile 19 - Zeile 26 Spalte 8, Zeile 38 - Spalte 9, Zeile 8 Abbildungen 1-4	11,12, 15-17 14
A	WO 95 00075 A (ANDRONIC DEVICES) 5. Januar 1995 (1995-01-05) Seite 5, Zeile 13 - Zeile 30 Seite 7, Zeile 7 - Seite 8, Zeile 24 Seite 9, Zeile 13 - Zeile 27 Seite 10, Zeile 26 - Zeile 35 Abbildung 4	11-13,17
	--- -/-	



Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen



Siehe Anhang Patentfamilie

* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :

A Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist

E älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist

L Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)

O Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht

P Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist

T Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist

X Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden

Y Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist

Z Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche

5. November 2001

Absenddatum des internationalen Recherchenberichts

09/11/2001

Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde

Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
Fax: (+31-70) 340-3016

Bevollmächtigter Bediensteter

Nice, P

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Int. nationales Aktenzeichen

PCI/EP 01/05663

C.(Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
A	<p>WO 99 23956 A (SYNTHESES) 20. Mai 1999 (1999-05-20) Zusammenfassung; Abbildung 1 Seite 3, Zeile 23 -Seite 4, Zeile 6 Seite 6, Zeile 28 -Seite 7, Zeile 13 Seite 2, Zeile 21 - Zeile 22 Seite 5, Zeile 18 - Zeile 24 ---</p>	11,17
A	<p>FR 2 785 517 A (UNIVERSITE JOSEPH FOURIER) 12. Mai 2000 (2000-05-12) in der Anmeldung erwähnt Seite 2, Zeile 4 - Zeile 21 Seite 3, Zeile 14 -Seite 4, Zeile 28 Seite 5, Zeile 23 -Seite 6, Zeile 2 Abbildung 1 ---</p>	11
A	<p>WO 00 00093 A (PLUS ENDOPROTHETIK) 6. Januar 2000 (2000-01-06) in der Anmeldung erwähnt Zusammenfassung -----</p>	11-13,18

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

Publ. EP 01/05663

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument		Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
DE 19709960	A	24-09-1998	DE 19709960 A1	24-09-1998
			WO 9840037 A1	17-09-1998
			EP 0969780 A1	12-01-2000
WO 9500075	A	05-01-1995	AU 680267 B2	24-07-1997
			AU 7065894 A	17-01-1995
			CA 2165980 A1	05-01-1995
			WO 9500075 A1	05-01-1995
			DE 69424416 D1	15-06-2000
			DE 69424416 T2	04-01-2001
			EP 0705074 A1	10-04-1996
			JP 9500550 T	21-01-1997
			US 5611353 A	18-03-1997
WO 9923956	A	20-05-1999	WO 9923956 A1	20-05-1999
			AU 5317698 A	31-05-1999
			EP 1028659 A1	23-08-2000
FR 2785517	A	12-05-2000	FR 2785517 A1	12-05-2000
			EP 1128766 A1	05-09-2001
			WO 0027283 A1	18-05-2000
WO 0000093	A	06-01-2000	WO 0000093 A1	06-01-2000
			AU 8006898 A	17-01-2000
			EP 1091696 A1	18-04-2001

THIS PAGE BLANK (USPTO)